

Ventiladores de Pressão Positiva Classificação e Funcionamento

Masashi Munechika, TSA¹

Munechika M - Positive Pressure Ventilators: Classification and Functioning

KEY WORDS: EQUIPMENTS: ventilator, classification; PATHOPHYSIOLOGY: ventilation, intermittent positive pressure; PHYSIOLOGY: ventilation, pulmonary; VENTILATION: mechanical, intermittent positive pressure

Os ventiladores artificiais automáticos (VAA) estão evoluindo e ficando mais complexos a cada dia, porém, na essência, ainda são aparelhos que têm como função principal fornecer e retirar ciclicamente um determinado volume de gás do paciente, a fim de oferecer oxigênio (O₂) e retirar o dióxido de carbono (CO₂).

Chamamos de insuflação a fase de enchimento dos pulmões, de desinsuflação a fase de retirada do volume fornecido e de pausa expiratória o intervalo até a insuflação seguinte.

Os VAA podem ser diferenciados: (1) pela maneira de realizarem a insuflação; (2) pelo modo de interromperem essa insuflação; (3) pela maneira de procederem a desinsuflação; e (4) pelo mecanismo de reiniciação do ciclo ventilatório (Fig 1).

Classificação pela Forma de Insuflação

O movimento da massa de gás em direção aos alvéolos pode ser obtido de duas formas distintas: (1) com aparelhos muito potentes, que conseguem impulsionar o gás sem se impor-

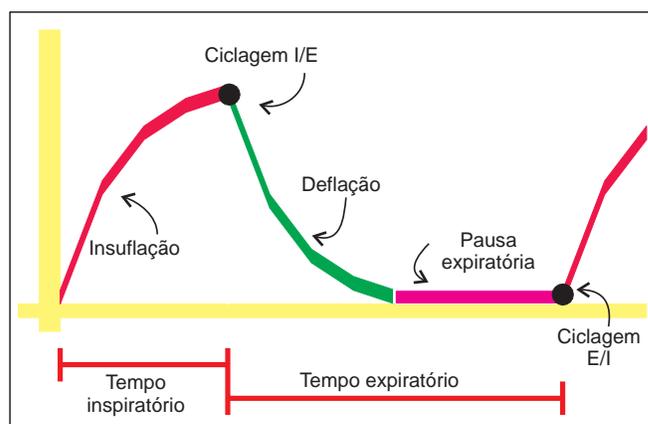


Fig 1 - "Anatomia de um ciclo respiratório" com as suas fases de insuflação, deflação e pausa expiratória, além dos pontos de ciclagem I/E e E/I.

tare com a resistência das vias aéreas ou complacência dos pulmões; ou (2) através de aparelhos com uma potência exata e suficiente para a impulsão de um volume corrente e que podem sofrer, portanto, grande influência das condições de resistência e complacência pulmonares. Para construir um ventilador do primeiro tipo bastaria um cilindro de gás altamente comprimido (por ex 200 atmosferas) e um fluxômetro capaz de operar com tal *pressão de trabalho*. Uma vez iniciado o ciclo, as moléculas serão empurradas num fluxo ou vazão inextinguível, vencendo quaisquer obstáculos e podendo, inclusive, provocar lesões pulmonares. Tal fluxo, que é determinado pelo fluxômetro, será obviamente interrompido quando se completar o volume corrente desejado. Uma vez que o fluxo não pode ser alterado durante a insuflação, dizemos que se tratam de

¹ Anestesiologista da Escola Paulista de Medicina e do Hospital Nipo-Brasileiro, São Paulo, SP

Correspondência para Masashi Munechika
Rua Galvão Bueno, 379 - Liberdade
01506-000 São Paulo, SP

Apresentado em 30 de junho de 1995
Aceito para publicação em 06 de dezembro de 1995

© 1996, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

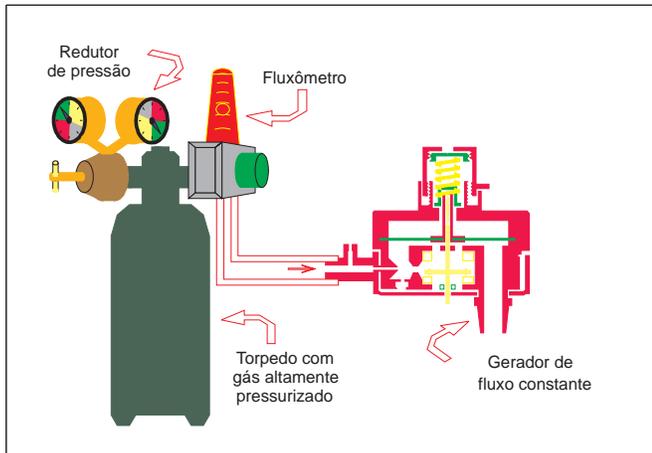


Fig 2 - O fluxo liberado é fixo devido à elevada energia da fonte. Será interrompido pelo mecanismo pressométrico do ventilador.

geradores de fluxo constante (Fig 2).

Para construir um ventilador do segundo tipo, basta um grande balão de borracha com algumas dezenas de litros de gás comprimido a 5 ou 20 centímetros de água. Uma vez conectado ao tubo traqueal, o gás fluirá para os pulmões até ocorrer a equalização das pressões entre o balão e os alvéolos. Nessas circunstâncias, dada à baixa pressão, o padrão de enchimento será variável, isto é, o gás entrará mais rapidamente quando os pulmões estiverem vazios e passará a entrar cada vez mais lentamente, conforme os pulmões vão ficando cheios, isto é, o fluxo tenderá a se desacelerar durante a insuflação. O fluxo sofrerá grande influência da resistência e da complacência dos pulmões, ocorrendo isto de uma forma quase imprevisível. Por se tratar de um balão muito grande, a pressão em seu interior não variará com a saída de um volume corrente, por isso, dizemos que se tratam de *geradores de força constante* (Fig 3). Na prática, ao invés do balão utilizamos o mesmo cilindro de 200 atmosferas, acrescentando-se uma válvula redutora de pressão.

A insuflação com fluxo em desaceleração é mais fisiológica e atende às necessidades de alvéolos com diferentes constantes de tempo, isto é, atende tanto àqueles que conseguem se encher rapidamente como àqueles que demoram para se encher. No entanto, é inegável a vulnerabilidade dos geradores de

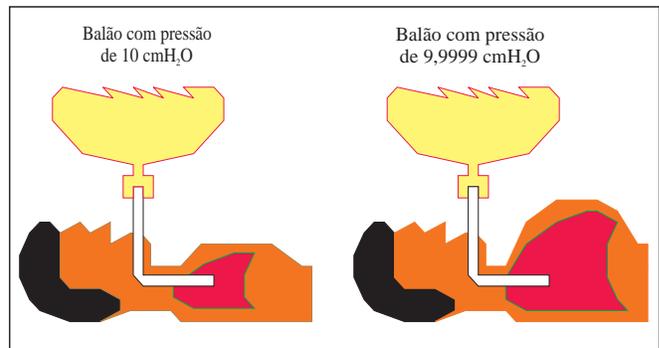


Fig 3 - No início da insuflação, o grande balão contém gás pressurizado a 10 cmH₂O. Após a administração do volume/corrente, a pressão do balão cai de modo quase insignificante, uma vez que o volume/corrente constitui parcela muito pequena do volume total do balão.

força constante às alterações das condições ventilatórias. Teoricamente poderíamos procurar usar um gerador de força *bem mais potente*, com o objetivo de diminuir tal vulnerabilidade. Obviamente, o volume corrente precisará ser limitado, para evitar volumes excessivos. Para fins de ilustração, o aparelho poderia ser construído com um fole com um peso em cima. Quanto maior o peso escolhido maior será a força aplicada ao fole e mais rapidamente os pulmões serão enchidos. No entanto, a insuflação muito rápida, com aplicação repentina de pressões muito elevadas, poderá provocar barotrauma (Fig 4).

Um tipo híbrido de ventilador seria um *gerador de fluxo variável*, isto é, um aparelho capaz de proporcionar fluxos em desaceleração, mas com padrão fixo de variação de ciclo a ciclo. Tal padrão de fluxo se repetirá de modo exatamente igual a cada novo ciclo, não sendo afetado por alterações da complacência pulmonar e/ou da resistência das vias aéreas. Os modelos mais antigos utilizavam um pistão movido por uma manivela, a fim de obterem uma insuflação em desaceleração (Fig 5).

Atualmente, o fluxo decrescente é obtido através de um sistema eletrônico aplicado diretamente na saída de um gerador de fluxo constante, fechando este último de modo estereotipado, sempre do mesmo modo, ciclo a ciclo. Desse jeito obtém-se eletronicamente um fluxo em desaceleração (Fig 6).

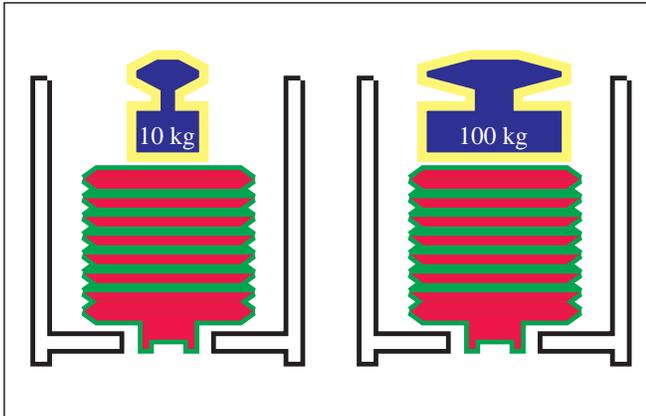


Fig 4 - Ilustração de um gerador de força constante, onde um peso irá exercer uma força fixa do começo ao fim da insuflação. Para reduzir a influência da resistência das vias aéreas e/ou da complacência pulmonar, pode-se usar um peso maior.

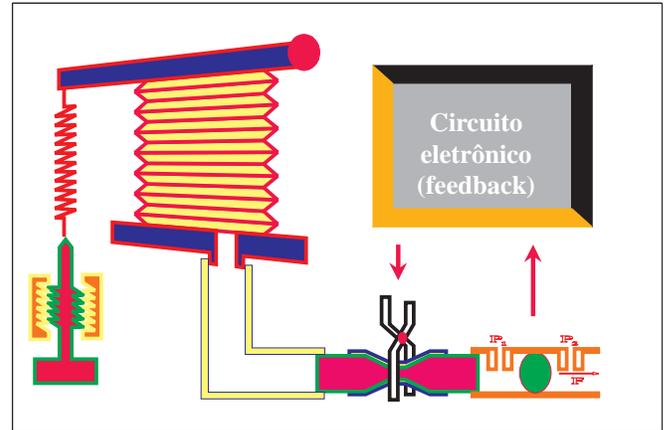


Fig 6 - O fluxo decrescente é obtido através do fechamento da "pinça" que se move com um motor controlado pelo circuito eletrônico.

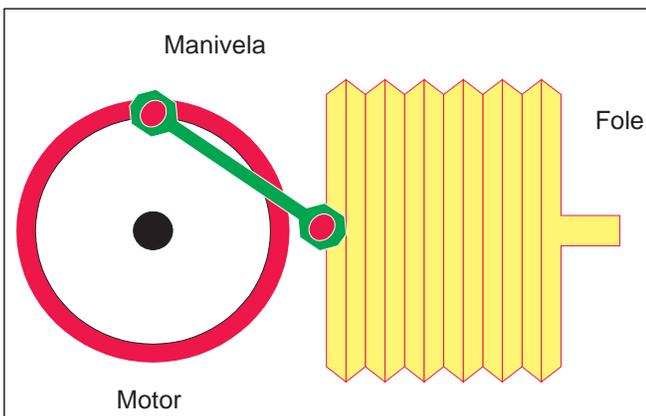


Fig 5 - Ilustração de um gerador de fluxo variável. O motor girando em rotação constante irá empurrar o fole inicialmente em aceleração e depois em desaceleração, resultando em fluxo com padrão senoidal.

preferência a *transdutores de fluxo* que, acoplados a circuitos eletrônicos, possibilitam monitorizar o volume administrado, a velocidade de administração (fluxo) e também o volume expirado. Nesses aparelhos, o processamento eletrônico se encarregará de interromper a insuflação ao detectar a passagem daquele volume corrente pré-estabelecido.

O respirador ciclado por pressão geralmente possui uma membrana, que se abaulará à medida que a pressão aumenta nas vias aéreas e no circuito do ventilador, devido à insuflação pulmonar. Essa membrana costuma estar acoplada a um dispositivo capaz de interromper a insuflação. O deslocamento da membrana pode ser dificultado (regulado) através do uso de

Classificação Segundo a Ciclagem I/E

A ciclagem I/E, isto é, a passagem da fase inspiratória para a fase expiratória, pode ser realizada através de quatro mecanismos distintos: (1) volumétrico; (2) pressométrico; (3) cronométrico; ou (4) fluxométrico.

O ventilador ciclado por volume possui um fole ou um pistão regulável e um dispositivo para a detecção de seu curso. Quando o fole atinge o final de seu curso, o dispositivo de ciclagem I/E será acionado, interrompendo a insuflação e iniciando a desinsuflação (Fig 7). Mais recentemente, ao invés de foles, tem-se dado

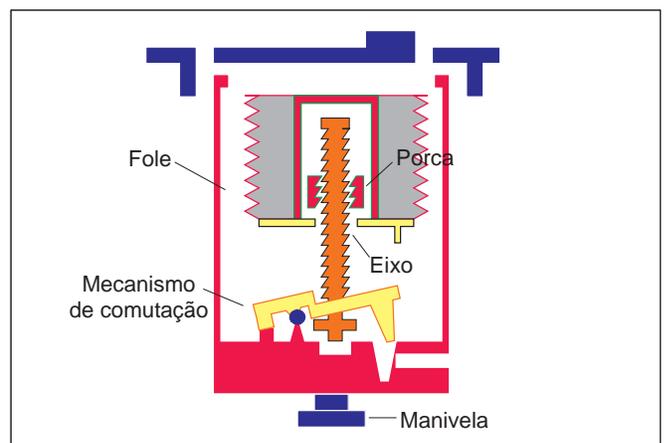


Fig 7 - O movimento da manivela é transmitido ao eixo, fazendo subir ou descer a porca. Durante a subida, o fundo do fole levantará o conjunto eixo/porca, mudando a posição do mecanismo de comutação.

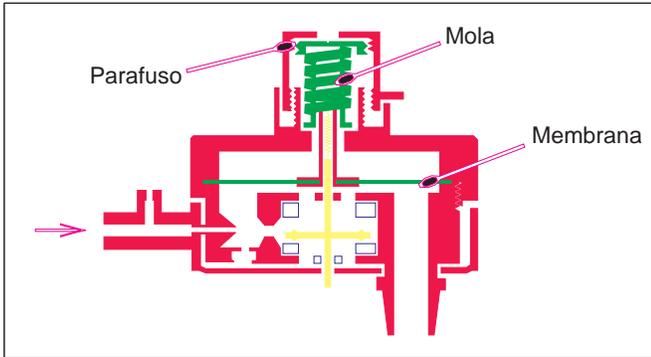


Fig 8 - O fluxo (contante) de gás será acelerado pelo estreitamento do canal de entrada. Acumulando-se por baixo da membrana, sairá pelo orifício inferior, processando a insuflação. O conseqüente aumento da pressão irá abaular a membrana, forçando-a contra a mola e o parafuso. O deslocamento da membrana mudará a posição do mecanismo de ciclagem.

uma mola com parafuso, ou de um imã com uma placa magnetizável. A mola, interposta entre o parafuso e a membrana, dificultará o movimento da membrana, proporcionalmente ao aperto do parafuso (Fig 8). A placa magnetizável, uma vez acoplada à membrana, também irá dificultar o deslocamento da mesma, se houver um imã puxando-a em sentido contrário. Para ciclar, por exemplo, com pressões baixas, basta soltar a mola do primeiro aparelho ou afastar o imã do segundo respirador.

O ventilador cronométrico envolve, obrigatoriamente, um mecanismo de tempo. Em alguns aparelhos tal mecanismo é constituído por um cilindro com pistão. Este último elemento pode ser deslocado em diferentes velocidades, através da injeção lenta ou rápida de gás no cilindro. A velocidade do gás (fluxo) pode ser controlado por uma válvula de agulha comum. Ao chegar ao fim de seu curso, o pistão acionará um dispositivo que: (a) interromperá a insuflação; e (b) acionará um segundo conjunto de cilindro com pistão que contará o tempo expiratório. Este segundo pistão, ao chegar ao final de seu curso, reiniciará a insuflação e devolverá o controle para o primeiro. Os tempos inspiratório e expiratório são controlados pelas válvulas de agulha (*torneirinhas*), que determinarão a velocidade de enchimento dos cilindros e conseqüente deslocamento dos pistões (Fig 9). Nos aparelhos modernos, a contagem de tempo é feita por circuitos

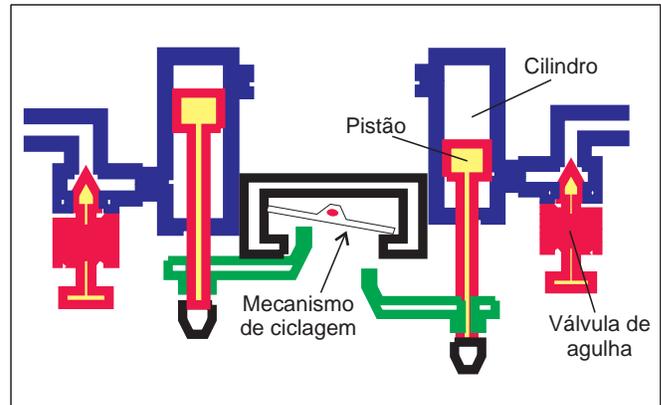


Fig 9 - As válvulas de agulha permitirão o enchimento mais rápido ou lento dos cilindros, controlando o movimento dos pistões. O mecanismo de ciclagem funciona como uma gangorra, cuja posição será mudada alternadamente pelos cilindros inspiratório e expiratório.

eletrônicos.

O ventilador fluxométrico surgiu com os aparelhos que ventilam por *suporte pressórico*. São ventiladores munidos de transdutores de fluxo e circuitos eletrônicos capazes de interromper a insuflação quando a velocidade de enchimento dos pulmões cai abaixo de um valor pré-determinado (Fig 10). São geradores de força constante que iniciam a insuflação com fluxos muito elevados. Tais fluxos costumam cair rapidamente, pois os pulmões cheios oferecem resistência à entrada de gases. Quando ocorre equilíbrio entre a pressão de suporte e a pressão das vias aéreas, o fluxo chega a zero. No entanto, em muitas circunstâncias torna-se necessário interromper a insuflação antes de se atingir o equilíbrio. Nestes casos, a ciclagem por fluxo é uma das alternativas.

Classificação Conforme a Desinsuflação

A desinsuflação pode ser realizada de três formas: (1) passiva, isto é, não há intervenção do ventilador e o paciente expirará utilizando a elasticidade dos pulmões e da parede torácica. Trata-se do ZEEP (zero end expiratory pressure) ou pressão zero no final da expiração, que é a modalidade utilizada mais freqüentemente nos ventiladores de salas de cirurgia; (2)

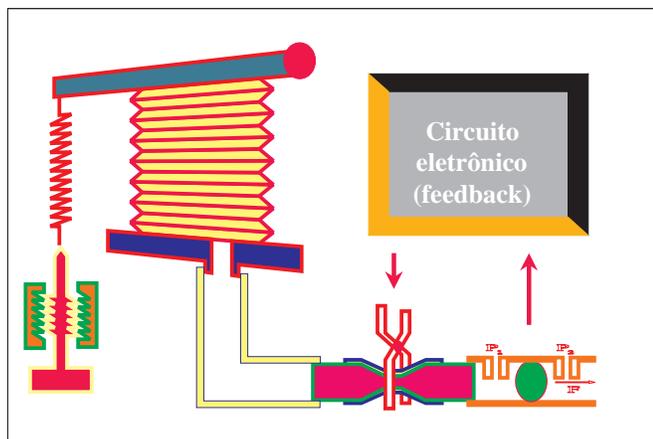


Fig 10 - O transdutor de fluxo permitirá a detecção da queda do fluxo (quando o pulmão está cheio), e fará o circuito eletrônico interromper o mesmo.

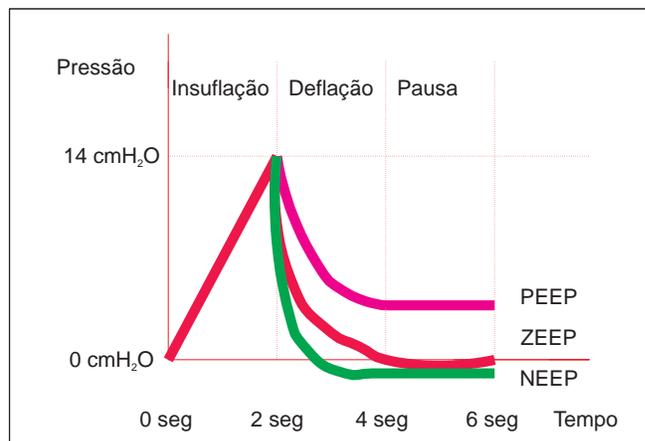


Fig 11 - Ilustração dos diferentes modos de deflação. Leia o texto para melhor compreensão.

modulada, isto é, o aparelho permitirá a desinsuflação passiva até um certo ponto, a partir do qual deixará um volume residual nos pulmões. São aparelhos que fazem *PEEP* (positive end expiratory pressure) ou pressão positiva no final da expiração; (3) ativa, isto é, o aparelho aspirará o volume administrado através de um mecanismo de venturi. Tal mecanismo de *NEEP* (negative end expiratory pressure) ou pressão negativa no final da expiração, pode ser observado em respiradores antigos como o *Baby Bird* e o *Bird Mark 8* (Fig 11 e 12).

Classificação Segundo a Ciclagem E/I

A ciclagem E/I refere-se ao mecanismo através do qual o ventilador passa da fase de pausa expiratória para a fase de insuflação seguinte, reiniciando o ciclo ventilatório. Assim os aparelhos podem ser classificados como: (1) assistores; (2) controladores; e (3) assistores-controladores.

Nos assistores, o ciclo é reiniciado quando, através de um dispositivo sensível à pressão ou fluxo, o aparelho detecta um esforço ou tentativa de inspiração por parte do paciente. Uma vez detectada essa despressurização ou movimentação de gases em seu circuito, o ventilador procederá à insuflação. Esse modo de ventilação está indicado para os pacientes que

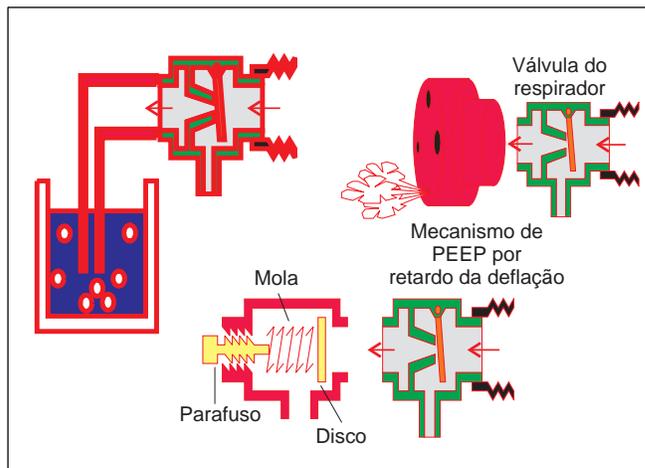


Fig 12 - Ilustração de alguns mecanismos para a obtenção de pressão positiva no final da expiração : (a) coluna d'água; (b) retardo da deflação; (c) disco pressionado por mola.

possuem normais os centros de controle da ventilação, mas que não possuem força muscular suficiente para inspirar um volume corrente normal. O ventilador funcionará como um suplementador do *baixo* volume corrente do paciente. A hiperventilação não é possível, uma vez que é o próprio paciente quem desencadeará o ciclo seguinte. Os assistores não devem, portanto, ser usados em pacientes que apresentem risco de depressão dos centros respiratórios. Existe uma modalidade de ventilação artificial, relativamente recente, que é conhecido como *PSV* (pressure support ventilation) ou ventilação por suporte

pressórico. Trata-se de uma variante da ventilação assistida. Na ventilação assistida tradicional, embora o paciente controle sua frequência respiratória, pode ainda ocorrer dificuldade de adaptação, porque a velocidade de enchimento dos pulmões (fluxo inspiratório) e o ponto de ciclagem i/e são fixas. Na ventilação por suporte pressórico o paciente continua controlando a frequência respiratória, de forma semelhante à da ventilação assistida tradicional, porém, ao invés de receber o fluxo padronizado de um gerador de fluxo, o paciente passará a receber uma pressão pré-determinada de um gerador de força. Esta pressão é determinada de modo a propiciar um volume corrente adequado. O tipo de ciclagem também é diferente: no suporte pressórico, a ciclagem I/E é feita por fluxo, isto é, o aparelho interromperá a insuflação quando detectar uma queda de 75% no fluxo inspiratório. Isto significa que os pulmões estão quase cheios e o gás não consegue entrar com a mesma facilidade do início da insuflação. Alguns pacientes se adaptam mais facilmente ao suporte pressórico do que à ventilação assistida, porque conseguem atuar, também, no volume corrente, fazendo esforço no sentido contrário ao enchimento pulmonar.

Nos controladores, o reinício do ciclo depende de um mecanismo de tempo, que fará com que o aparelho inicie um novo ciclo após a contagem de um tempo expiratório pré-determinado

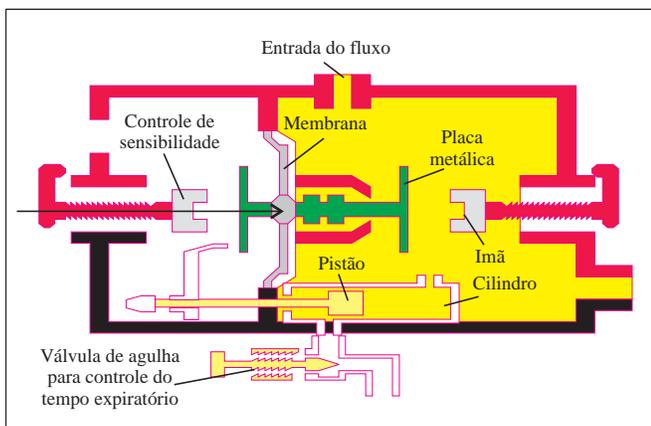


Fig 13 - A abertura da válvula de agulha fará o pistão deslocar para a direita. A alavanca ligada ao pistão levará o mecanismo de ciclagem à posição inicial.

pelo médico, independente da vontade do paciente (Fig 13).

Os assistores-controladores são aparelhos híbridos, que podem funcionar nos dois modos descritos anteriormente. Existe, nesses aparelhos, um controle que permite a regulagem do esforço necessário, por parte do paciente, para o desencadeamento de um novo ciclo. Esse controle é chamado de *sensibilidade* do ventilador. Os paciente, que possuem uma força muscular muito pequena devem ser assistidos com uma sensibilidade tal que lhes permita disparar o aparelho com uma despressurização mínima no circuito do respirador.

Alguns controladores possuem um recurso chamado *IMV* (intermittent mandatory ventilation) ou ventilação controlada intermitente, em que o médico diminuirá propositadamente a frequência do aparelho. Conseqüentemente, o paciente precisará buscar o restante do volume minuto, voluntariamente, através de um circuito respiratório secundário (Fig 14). Conforme a resposta do paciente, a frequência do ventilador será diminuída progressivamente, sendo trocada pela ventilação espontânea do paciente. A ventilação assistida e o suporte pressórico não podem ser usados com o *IMV*, porque estes disparariam ao detectar a tentativa do paciente ventilar espontaneamente.

Existe uma modalidade de assistência ventilatória chamada *CPAP* (continuous positive

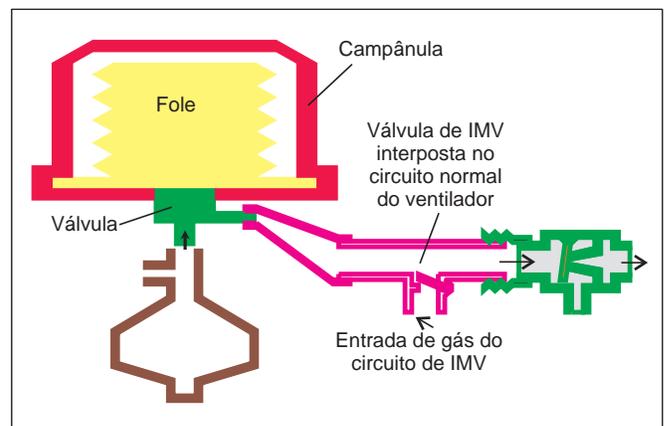


Fig 14 - Sistema de IMV: a redução da frequência do respirador leva o paciente a respirar espontaneamente, através da válvula de IMV. A fração inspirada de oxigênio poderá ser aumentada na entrada da válvula.

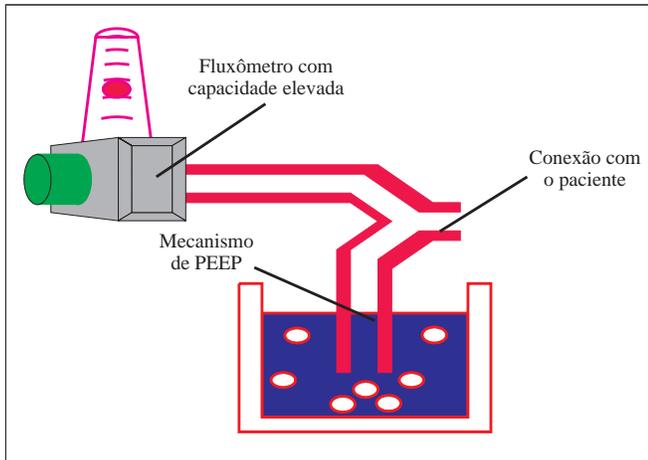


Fig 15 - O fluxo deverá ser suficiente para o gás borbulhar tanto na inspiração como na expiração, para manter a CPAP.

airway pressure) ou pressão positiva contínua nas vias aéreas, em que o ventilador se limita apenas a manter um determinado nível de pressão positiva contínua. Todo o trabalho respiratório deverá ser realizado pelo próprio paciente. O circuito do ventilador fornecerá gás fresco com a composição estabelecida pelo médico (fração inspirada de oxigênio) e também impedirá a reinalação. Nesta modalidade, uma eventual depressão respiratória terá consequências desastrosas, pois, o ventilador não atuará ativamente, isto é, não assumirá o controle ventilatório do paciente (Fig 15).

A evolução do CPAP resultou na modalidade conhecida como APRV (*airway pressure release ventilation*) ou ventilação por liberação da pressão das vias aéreas em que periodicamente o aparelho permite a saída de todo o gás pulmonar, incluindo a parte correspondente ao PEEP. Na maior parte do tempo o paciente ficará com os pulmões insuflados com uma pressão entre 8 e 15 centímetros de água. Os pulmões serão desinsuflados, rapidamente, cerca de 8 a 12 vezes por minuto, ou conforme um plano terapêutico estabelecido pelo médico. A desinsuflação rápida, assim como a reinsuflação praticamente instantânea, resultam num padrão de relação I/E invertida, em que o tempo inspiratório é bem maior do que o tempo expi-

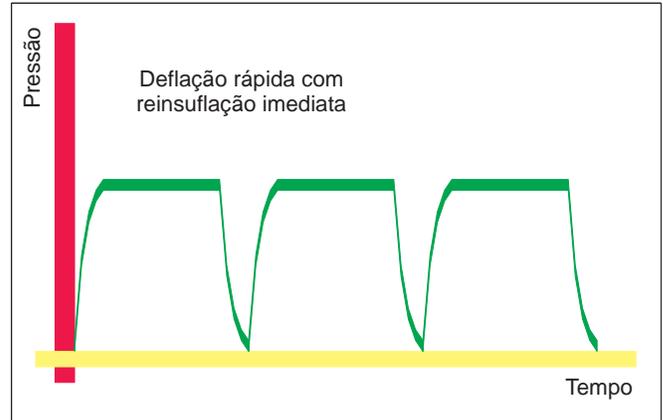


Fig 16 - Na APRV (*airway pressure release ventilation*), usa-se uma pressão menor que a usual. A relação I/E é nitidamente invertida. O ventilador deverá ser capaz de fornecer fluxos elevados para insuflação rápida.

ratório (por exemplo de 5:1 ou 6:1). Além disso, o paciente poderá respirar espontaneamente, se conseguir, acima desse nível de CPAP. Os defensores dessa modalidade alegam uma melhor distribuição dos gases entre as unidades pulmonares de enchimento rápido e lento, menores repercussões hemodinâmicas e menor incidência de barotrauma (Fig 16).

Regulagem dos Ventiladores Artificiais

Os parâmetros fundamentais para a regulagem de um ventilador são: (1) volume corrente, (2) frequência respiratória; e (3) relação I/E.

Existem diversas regras para o cálculo de cada um desses parâmetros. Adotaremos, arbitrariamente, uma das regras: (1) o volume corrente de um adulto, em mililitros, será igual ao seu peso multiplicado por dez e o volume corrente de uma criança, em mililitros, será igual ao seu peso multiplicado por sete; (2) a frequência respiratória será obtida através da seguinte tabela:

neonatos (0 a 28 dias)	40 a 60 ciclos por minuto
lactentes (29 dias a 1 ano)	30 a 40 ciclos por minuto
crianças (1 a 12 anos)	20 a 30 ciclos por minuto
adultos (acima de 12 anos)	10 a 20 ciclos por minuto

e (3) a relação I/E por esta outra tabela.

crianças	1:1
adultos	1:2
idosos	1:3

Esses números devem ser utilizados apenas como o ponto de partida, sendo obrigatório o reajuste após um período de observação clínica e laboratorial do paciente.

O ventilador mais fácil de ser regulado é aquele que possui somente esses três controles (parâmetros) em seu painel. No entanto são raros os aparelhos desse tipo.

Durante a evolução tecnológica dos ventiladores, passou-se por épocas em que a eletrônica digital praticamente não existia e mesmo a engenharia mecânica, no ramo de fluídica, sofria suas restrições. Assim sendo, era impossível ou economicamente inviável se construir um aparelho com os três parâmetros fundamentais.

Em decorrência disto, foram construídos diversos ventiladores com controles pneumáticos (não eletrônicos), que precisavam ser regulados através de um ou mais parâmetros indiretos: (1) pressão de insuflação; (2) fluxo inspiratório; (3) tempo inspiratório; e/ou (4) tempo expiratório.

Para ilustrarmos tomaremos como exemplo o ventilador Bird Mark-7, que ao invés dos parâmetros fundamentais possui em seu painel a pressão de insuflação, o fluxo inspiratório e o tempo expiratório.

A pressão de insuflação é a pressão que se estabelece nas vias aéreas após a administração de um determinado volume corrente. O volume corrente e a pressão de insuflação se correlacionam através de uma constante chamada de complacência tóraco-pulmonar:

$$P = \frac{V}{C} + P_0$$

Para um paciente sadio e relaxado, a complacência tóraco-pulmonar é de aproximadamente um centímetro de água de pressão para cada cinquenta mililitros de volume administrados. Assim, para o fornecimento de um volume corrente de setecentos mililitros, através de regra de três simples obteremos uma pressão de quatorze centímetros de água. Portanto, a alavanca de controle da pressão do Bird deverá ser ajustada para esse valor.

O fluxo inspiratório é o parâmetro que expressa a velocidade de enchimento dos pulmões do paciente, isto é, envolve um determinado volume que passa num determinado lugar, num determinado tempo. O *volume* em questão é obviamente o volume corrente e o *tempo* é o tempo inspiratório, visto tratar-se do fluxo inspiratório. Assim:

$$F_i = \frac{V_c}{T_i}$$

O tempo inspiratório, assim como o tempo expiratório, dependem da frequência ventilatória e da relação I/E, escolhidas nas tabelas para um determinado paciente.

Uma vez estabelecida a frequência respiratória, recorrendo-se aos conhecimentos de *física ondulatória* podemos calcular a duração do *período ventilatório*, isto é, a duração de cada ciclo ventilatório:

$$T = \frac{60}{f_r}$$

Assim, se a frequência ventilatória desejada for de 10 ciclos por minuto, o período (T) será de 6 segundos.

Através da relação I/E podemos dividir esse período, obtendo-se, assim, os tempos inspiratório e expiratório. Supondo que a relação I/E escolhida seja de 1:2, fica estabelecido que o período possui três partes e que uma parte deverá ser destinada ao tempo inspiratório e as

outras duas deverão ser destinadas ao tempo expiratório. Desse modo, chegamos a um tempo inspiratório de dois segundos e um tempo expiratório de quatro segundos.

Tendo-se o valor do tempo inspiratório, podemos voltar ao fluxo inspiratório para calcular seu valor. Devemos ter em mente que o volume corrente desejado, de setecentos mililitros, foi obtido indiretamente através da regulagem da pressão de insuflação. Assim:



Em muitos ventiladores, o fluxo é expresso em litros por minuto, ao invés de mililitros por segundo. A conversão das unidades poderá ser feita facilmente, multiplicando-se o fluxo, em ml/seg, por sessenta. Assim, obteremos 21000 ml (que é 60 multiplicado por 350), que deverão ser fornecidos nesses 60 segundos, ou seja, 21 L/min.

Para finalizar, o tempo expiratório obtido, de quatro segundos, pode ser aplicado diretamente ao painel do Bird (Fig 17).

Existe um outro grupo de ventiladores muito importantes que também são regulados através de controles indiretos. Trata-se dos ventiladores utilizados para a ventilação de crianças pequenas. São aparelhos ciclados a tempo, que

possuem controles de tempo inspiratório, tempo expiratório e fluxo inspiratório.

Como regra devemos procurar o volume corrente, a frequência ventilatória e a relação I/E nas tabelas, e em seguida aplicá-los ao ventilador em questão. Como no exemplo do Bird Mark 7, nenhum dos três parâmetros fundamentais podem ser aplicados diretamente nesses ventiladores pediátricos.

Usaremos como exemplo um lactente com um ano de vida e 10 kg de peso. O volume corrente será de 70 ml, a frequência ventilatória de 30 ciclos por minuto e relação I/E de 1:1.

Sabendo que a frequência ventilatória desejada é de 30 ciclos por minuto com uma relação I/E de 1:1, quais seriam os valores dos tempos inspiratório e expiratório?

Sabemos que o período ventilatório (duração do ciclo) é igual a 60 dividido pela frequência ventilatória, ou seja, é igual a 60 dividido por 30, o que resulta em 2 segundos. Para se obter uma relação I/E de 1:1, esses 2 segundos precisam ser divididos em 2 partes, reservando-se, a partir daí, uma parte para o tempo inspiratório e outra parte para o tempo expiratório. Portanto, o tempo inspiratório será de 1 segundo e o tempo expiratório de 1 segundo. Esses dois controles estão disponíveis no painel do ventilador.

E o volume corrente de 70 mililitros?

Sabendo-se que o ventilador possui um controle de fluxo inspiratório, e que este parâmetro é igual ao volume corrente dividido pelo tempo inspiratório, obteremos um fluxo de 70 mililitros por segundo. Para se transformar a unidade para litros por minuto, precisamos multiplicar esses 70 ml/seg por 60, isto é, o fluxo será de 4,2 L/min.

Assim, a partir dos controles de fluxo inspiratório, tempo inspiratório e tempo expiratório, mais uma vez chegamos ao volume corrente, frequência respiratória e relação I/E desejados (Fig 18).

As correlações mais importantes entre os parâmetros diretos e indiretos foram citadas nesses dois exemplos. No entanto, existem

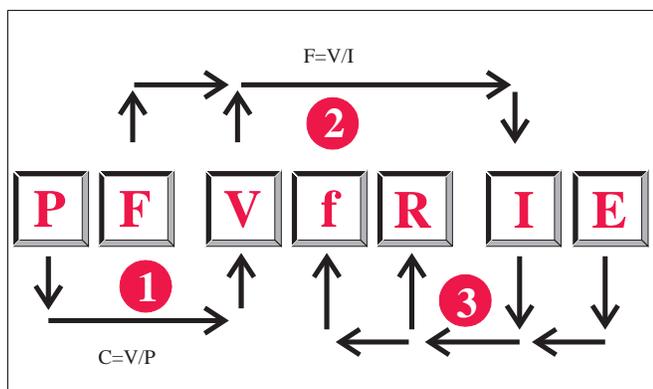


Fig 17 - Diagrama de Takaoka para o Bird Mark-7. Os controles diretos (ausentes) são regulados indiretamente. As setas numeradas e as equações mostram como os parâmetros diretos e indiretos se correlacionam. Leia o texto para entender o significado das letras.

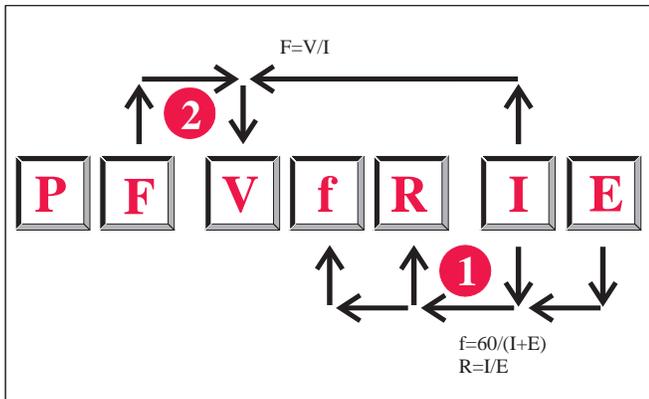


Fig 18 - Diagrama de Takaoka para o Baby-Bird e outros aparelhos cronométricos de fluxo contínuo. Leia o texto para compreender como os parâmetros diretos são obtidos através dos indiretos.

aparelhos que exigem o conhecimento de outras correlações. O ventilador Siemens-Servo possui em seu painel os seguintes controles: volume minuto, frequência respiratória e a porcentagem do tempo inspiratório em relação ao período ventilatório (duração do ciclo). Esse último controle expressa a relação I/E. O volume corrente é obtido através da correlação:

$$VM = V \times f$$

Definindo-se o volume minuto e a frequência ventilatória, teremos obrigatoriamente o volume corrente (Fig 19).

Controles de Segurança

São controles concebidos para evitar a ocorrência de barotrauma e/ou hipoventilação. Não devem ser confundidos com os controles dos parâmetros ventilatórios. A variedade desses controles de segurança é bastante grande e dependerá do projeto do ventilador. Normalmente, os ventiladores volumétricos possuem um controle de segurança que estabelece um limite superior para a pressão de insuflação. Caso ocorra uma intubação seletiva acidental ou regulagem inadvertida com um volume corrente excessivo, esse dispositivo provocará um

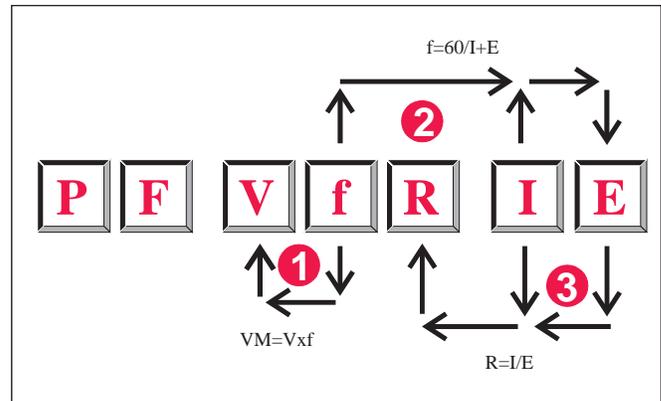


Fig 19 - Diagrama de Takaoka para o Siemens Servo. Este ventilador usa uma correlação curiosa, pois, o volume corrente é obtido através da regulagem do volume-minuto e frequência respiratória.

vazamento do excesso de volume, impedindo o barotrauma. Nos pacientes adultos com pulmões normais, o processo de barotrauma começa com pressões maiores do que 40 centímetros de água. Portanto, deve-se regular o limite de pressão para esse valor.

Os ventiladores cronométricos costumam ter um controle adicional de segurança, que limita a duração do tempo inspiratório. Devemos lembrar que esses aparelhos fornecem um fluxo contínuo de gás, que para de entrar nos pulmões somente quando se esgota o tempo inspiratório. Um toque inadvertido no controle do tempo inspiratório poderá levar ao barotrauma. Assim, existe um controle que limita o tempo inspiratório. O barotrauma somente será possível através da má regulagem simultânea dos dois controles.

Os ventiladores mais modernos, com circuitos eletrônicos, possuem diversos outros controles de segurança, entre os quais se destaca o controle do tempo de apnéia, que faz o aparelho assumir o controle da ventilação quando um paciente, em ventilação assistida ou suporte pressórico, apresenta depressão respiratória. A incorporação dos sensores eletrônicos de fluxo/volume permitiu a inclusão de um controle para limitar um eventual excesso de volume, além do excesso de pressão.

Aquecimento e Umidificação dos Gases

Em se tratando de ventiladores utilizados

em aparelhos para anestesia, o aquecimento e a umidificação tornam-se necessários apenas nos circuitos respiratórios sem reinalação. Nos circuitos com reinalação, a reação do dióxido de carbono com a cal sodada ou baritada libera calor e vapor d'água. O uso de fluxos elevados de gás fresco diminui esse efeito benéfico.

Por outro lado, os pacientes ventilados com circuitos sem reinalação tenderão a perder calor, devido à administração contínua de gases a temperatura ambiente. Também poderão apresentar espessamento das secreções das vias aéreas e lesão das mucosas por ressecamento. Os mecanismos de defesa mucociliares serão alterados.

Existem algumas alternativas para se contornar o problema: (1) nos aparelhos cromométricos de fluxo contínuo, usados na anestesia pediátrica, costuma-se acrescentar um umidificador no ramo inspiratório. O umidificador produzirá vapor através do aquecimento da água colocada em seu interior. Quanto maior a temperatura do reservatório, maior será a quantidade de vapor acrescida ao gás inspirado. A condensação do vapor, antes de chegar ao paciente, constitui um problema. Além disso, o reservatório d'água poderá constituir foco de infecção. Outro problema significativo é o acúmulo de vapores anestésicos, que vêm com o fluxo de gás fresco, no reservatório d'água. Esses vapores poderão ser liberados no final da anestesia, constituindo uma causa de prolongamento do despertar. O excesso de calor poderá provocar queimadura das vias aéreas e o excesso de condensação poderá afetar a hidratação do paciente.

Os nebulizadores costumam ser mais eficientes, principalmente aqueles ultrassônicos, capazes de produzir partículas d'água com diâmetros adequados, isto é, suficientemente pequenos para não colidirem com as paredes do circuito respiratório, porém, suficientemente grandes para se evaporarem nas vias aéreas. Partículas muito pequenas são demasiadamente estáveis e costumam entrar e sair das vias aéreas sem liberarem vapor d'água. Alguns ne-

bulizadores utilizam um fluxo paralelo de gás, que poderão aumentar significativamente o volume corrente.

Ultimamente vêm surgindo novos dispositivos, chamados de HME (heat and moisture exchangers) ou permutadores de calor e umidade, que funcionam interpostos entre a válvula do ventilador e o intermediário do tubo traqueal. Existem HME do tipo higroscópico e do tipo hidrofóbico: (1) o HME higroscópico é constituído por um filtro ou esponja impregnado com cloreto de cálcio ou lítio, que condensa a umidade do gás expirado, devolvendo a umidade ao gás inspirado; (2) o HME hidrofóbico é constituído por um material que repele a água do gás expirado, devolvendo-a, também, ao gás inspirado. O material hidrofóbico também atua como um filtro microbiológico. Os HME não são eficientes quando o fluxo de gás fresco é muito elevado.

Aplicação em Pacientes com Doença Pulmonar Grave.

Trata-se de um assunto extremamente longo e complexo, porém, grosso modo, podemos dizer que a escolha de um dos tipos de geradores de fluxo dependerá da presença ou ausência de distúrbio grave da relação entre a ventilação e a perfusão, em virtude da coexistência de unidades pulmonares com grandes diferenças das constantes de tempo. Nessas circunstâncias, os geradores de força (baixa potência) e o geradores de fluxo variável permitem a ventilação de um número maior de unidades pulmonares. Um gerador de fluxo constante também poderá ventilar bem esse tipo de paciente, caso seja possível acrescentar um platô inspiratório.

Os geradores de força não devem ser usados nos pacientes que apresentem variações constantes da complacência e/ou resistência, a não ser que possuam dispositivos de segurança que assegurem um volume corrente mínimo.

A escolha do modo de ciclagem I/E de-

penderá das alterações da complacência e resistência das vias aéreas. Assim, pacientes que exibem variações constantes da complacência e/ou resistência não devem ser ventilados com aparelhos pressométricos.

A presença de uma resistência muito elevada nas vias aéreas, por obstruções ou uso de tubos ou intermediários muito finos, levará a uma diferença muito grande entre a pressão detectada pelo ventilador (pressão de boca) e a pressão efetiva, correspondente à insuflação dos alvéolos (pressão alveolar). Nessas circunstâncias é difícil se estabelecer regras para a regulação dos ventiladores, uma vez que a pressão observada no painel do aparelho muitas vezes independe das condições pulmonares.

Os aparelhos volumétricos, que usam foles para medirem o volume, podem levar a erros significativos quando ventilam pacientes com complacência tóraco-pulmonar muito baixa e/ou resistência das vias aéreas muito elevada. O fenômeno é explicado pela pressurização do gás no interior do fole e dos tubos, associada, freqüentemente, à distensão desses componentes. Assim, o deslocamento do fole não mais estará mostrando com exatidão o volume fornecido, pois o fole estará deformado e parte do volume fornecido poderá estar retido nos tubos expandidos.

As dificuldades devido à discordância entre as pressões *de boca* e *de alvéolo* e/ou deformações dos circuitos por pressurização ocorrem, principalmente, em crianças pequenas. Tal fato levou ao uso dos aparelhos cronométricos de fluxo contínuo nos pacientes dessa faixa etária.

A escolha do modo de desinsuflação dependerá da fisiopatologia da pneumopatia. Assim, o PEEP costuma ser usado nos pacientes

com *shunt* pulmonar por atelectasia. O NEEP poderá ser usado nos pacientes que não toleram a pressão positiva nas vias aéreas ou então, apresentem grande dificuldade expiratória.

O modo de ciclagem E/I dependerá da integridade dos mecanismos de controle da ventilação do paciente.

A aquisição de aparelhos de anestesia, providos de ventiladores muito sofisticados e caros, justifica-se quando, por características próprias, o centro cirúrgico costuma receber pacientes provenientes de unidades de terapia intensiva e que estão recebendo suporte ventilatório igualmente sofisticado.

Munehika M - Ventiladores de Pressão Positiva - Classificação e Funcionamento

UNITERMOS: EQUIPAMENTOS: ventilador, classificação; FISILOGIA: ventilação, pulmonar; FISIOPATOLOGIA: ventilação, pressão positiva intermitente; VENTILAÇÃO: mecânica, pressão positiva intermitente.

REFERÊNCIAS

01. Takaoka K - Regulagem de respiradores automáticos. Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Departamento de Cirurgia). São Paulo, 1972;1-175.
02. Mushin WW, Rendell-Baker L, Thompson PW et al - Automatic Ventilation of the Lungs. 3th Ed. Oxford, Blackwell Scientific, 1980; 1-887.
03. Goldsmith JP, Karotkin EH, Barker S - Assisted Ventilation of the Neonate. 2nd Ed. Philadelphia, WB Saunders, 1988; 1-476.
04. Shapiro BA, Cane RD - Respiratory Care, em: Miller RD - Anesthesia. 3^a Ed. New York, Churchill Livingstone, 1990; 2169-2209.